

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

ПОРЕВА ГАННА СЕРГІЇВНА

УДК 631.37, 616-71, 612.2, 621.3

**МЕТОДИ АНАЛІЗУ ЗВУКІВ ЛЕГЕНЬ ДЛЯ ОЦІНКИ СТАНУ
ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ**

Спеціальність 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи

АВТОРЕФЕРАТ

дисертації на здобуття наукового ступеня

кандидата технічних наук

КИЇВ 2020

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана на кафедрі електронної інженерії Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» Міністерства освіти і науки України, м. Київ.

Науковий керівник: доктор технічних наук, професор
Тимофєєв Володимир Іванович,
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря
Сікорського»,
завідувач кафедри електронної інженерії

Офіційні опоненти: доктор технічних наук, професор
Аврунін Олег Григорович,
Харківський національний університет
радіоелектроніки,
завідувач кафедри біомедичної інженерії

кандидат фізико-математичних наук,
старший науковий співробітник
Олійник Валерій Никифорович,
Інститут гідромеханіки НАН України, м. Київ,
старший науковий співробітник
відділу гідродинамічної акустики

Захист відбудеться « 25 » лютого 2020 р. о 16 годині 30 хв. на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 26.002.19 в Національному технічному університеті України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» за адресою: 03056, Київ-56, просп. Перемоги, 37, корп. 12, ауд. 412.

З дисертацією можна ознайомитись у Науково-технічній бібліотеці ім. Г.І. Денисенка Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» за адресою: 03056, Київ-56, просп. Перемоги, 37.

Автореферат розісланий « 22 » січня 2020 р.

Учений секретар
спеціалізованої вченої ради


В.Б. Швайченко

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. Щороку 4 мільйони людей гинуть передчасно від хронічних респіраторних захворювань, що за даними Всесвітньої Організації Охорони Здоров'я (ВООЗ) становить третину передчасних смертей у світі. Переважна більшість респіраторних захворювань супроводжується тими чи іншими порушеннями руху повітря каналами дихальної системи, які призводять до виникнення характерних шумів (звуків). Попри розвиток технічних засобів діагностики аускультация - вислуховування звуків дихання - залишається найпоширенішим неінвазійним методом діагностики респіраторних захворювань.

Чутливість (поріг чутності) людського органу слуху та його здатність розрізняти звуки за гучністю та частотою суттєво варіюються від індивіда до індивіда. Крім того, через особливості людського органу слуху за однакової гучності звуки високої частоти суб'єктивно здаються гучнішими, ніж звуки низької частоти. Водночас, надзвичайне значення для слухового аналізу звуків дихання мають «звукова пам'ять», обдарованість та тренуваність лікаря.

Технічна сторона нових технологій полягає у реєстрації звуків дихання на поверхні грудної клітки та їх подальшому перетворенні у електричні сигнали спеціальними високочутливими датчиками. Оцифровані сигнали звуків дихання передаються на персональний комп'ютер, де їх обробляють та зберігають. Перевагами такого підходу, по-перше, є отримання високоякісних аудіосигналів незалежно від здатності органу слуху лікаря, можливість багаторазового прослуховування та порівняння записаного сигналу зі зразками або пізнішими записами, наприклад, у процесі одужання. Завдяки можливості створення баз даних звуків дихання, з'явилась можливість обміну відповідними зразками між науковими центрами та навчання на великій кількості зразків. Нарешті, така система створює передумови для розв'язання задач телемедицини, оскільки отримані сигнали можна накопичувати та обробляти дистанційно, зокрема і з використанням засобів мобільного зв'язку.

По-друге, збережений у цифровій формі аудіосигнал можна візуалізувати, тобто подати у вигляді фонореспіросонограми або інших видів візуалізації, таких як двовимірні функції біспектру та бікогерентності. Таким чином, навіть лікар з вадами слуху цілком може аналізувати особливості звуків дихання пацієнта за їх візуальним зображенням. Окрім візуалізації завдяки засобам цифрової обробки та аналізу із зареєстрованого та записаного сигналу звуку легень отримують велику кількість числових діагностично цінних параметрів. Природно, що аудіосигнали, усі види візуалізацій та розраховані параметри можна документувати для історії хвороби, використовувати для навчання лікарів, обміну інформацією дослідниками та для потреб телемедицини.

По-третє, до записаних зразків звуків дихання можна застосувати засоби автоматизованого розпізнавання типів дихальних шумів. Обробка звуків легень різними методами надає велику кількість параметрів, яка може бути складною для однозначного сприйняття лікарем. Тому важливим завданням є класифікація звуків легень за певними категоріями. Ця проблема може бути розв'язана шляхом створення систем ідентифікації і класифікації параметрів звуків легень, які допоможуть лікарю у процесі встановлення діагнозу.

По-четверте, з огляду на результати недавніх досліджень можна сподіватися, що такі системи можна буде застосовувати для масового моніторингу та скринінгу населення з метою виявлення дихальних патологій, не вдаючись до рентгенівських методів дослідження і, таким чином, знизити радіаційне навантаження.

У представленій роботі розв'язано важливе науково-технічне завдання удосконалення методів обробки звуків дихання та їх аналізу для знаходження нових діагностично цінних параметрів звуків дихання на основі математичного апарату статистики вищих порядків, які використовуються для класифікації бронхолегеневих захворювань.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційна робота виконана на кафедрі електронної інженерії в рамках науково-дослідної теми «Методи уні- та мультиваріативного аналізу біомедичних сигналів» (державний реєстраційний номер 0114U002051).

Мета і задачі дослідження.

Метою дисертаційної роботи є розроблення нових і удосконалення існуючих методів попередньої обробки звуків легень, виявлення діагностично цінних параметрів звуків легень для оцінювання стану дихальної системи людини та низки ознак певних захворювань, а також класифікація хвороб на основі математичного оброблення параметрів звукових сигналів легень для надання первинних рекомендацій лікаріві.

Для досягнення цієї мети були поставлені такі *задачі*:

1. проаналізувати існуючі методи та засоби обробки та аналізу звуків легень людини, визначити їх переваги і недоліки;
2. дослідити та удосконалити методи попередньої обробки, фільтрації та аналізу акустичних сигналів легень;
3. розробити метод знаходження нових діагностично цінних параметрів звуків легень;
4. розробити метод диференціації стану дихальної системи здорових людей та пацієнтів, хворих на хронічне обструктивне захворювання легень (ХОЗЛ) та хронічний бронхіт на основі аналізу звукових сигналів;
5. дослідити методи класифікації параметрів звуків легень людини з метою їх використання при діагностуванні бронхолегеневих захворювань;
6. удосконалити метод аналізу звуків легень людини на основі біспектрального аналізу та засоби автоматизованої класифікації для отримання первинної рекомендації лікарю;
7. експериментально дослідити розроблені засоби та алгоритми з використанням реальних звуків легень людини для визначення їх інформативності.

Об'єкт дослідження - звуки легень людини.

Предмет дослідження - методи та засоби обробки, аналізу та класифікації звуків легень людини в системах діагностування бронхолегеневих захворювань.

Методи дослідження. Методологічною основою дослідження є системне опрацювання та аналіз теоретичного матеріалу стосовно фізіологічних чинників бронхолегеневих захворювань, а також дослідження технічних методів та засобів діагностування, оцінки їх інформативності та пошуку шляхів її підвищення. В процесі цього дослідження були використані методи теорії сигналів для розв'язання

задач обробки та аналізу сигналів звуків дихання людини, статистичного аналізу для вирішення задач вибору ознак, а також методи машинного навчання. Обробка, аналіз та отримання параметрів звуків легень, а також класифікація звуків дихання проводилася на основі пакету Matlab.

Наукова новизна одержаних результатів полягає в наступному:

1. Подальшого розвитку отримав метод попередньої обробки сигналів звуків легень на основі фільтрації завад, який відрізняється від існуючого застосуванням процедур фільтрації сигналів, обумовлених випадковими перешкоджаючими факторами під час реєстрації звуків легень та власними шумами організму людини, що дозволило суттєво зменшити їх вплив на подальше визначення інформативних показників звуків дихання при оцінюванні стану дихальної системи людини.

2. Удосконалено метод аналізу звуків легень людини на основі детектування і виділення окремих дихальних циклів шляхом спектрально-часового аналізу звукового сигналу та синтезу опорного сигналу, що є відображенням дихальної активності, який відрізняється від відомого наявністю процедури адаптивної фільтрації із допоміжним сигналом завади, що будується у відповідності до спектрально-часових характеристик неінформативної смуги частот. Це дозволило мінімізувати вплив дихальних паразитних сплесків шуму, провести коректне визначення фаз дихання (вдих і видих) та, як наслідок, підвищити точність оцінювання стану дихальної системи людини шляхом визначення патологічних ознак в конкретних її елементах.

3. Вперше запропоновано метод аналізу звуків легень людини шляхом використання спектрів високих порядків, а саме на основі отриманих діагностично цінних параметрів звуків легень, таких як біспектр і функція бікогерентності та відповідні їм бічастоти, параметричний біспектр та коефіцієнти асиметрії та ексцесу, що забезпечило диференціацію здорових людей та хворих на хронічне обструктивне захворювання легень і хронічний бронхіт та диференціацію звуків крепітації (наявних при запаленні легень) від вологих дрібно пухирчастих хрипів (характерних при бронхітах), а також вперше дозволило встановити закономірності між комплексом зазначених вище параметрів та станом бронхолегеневої системи людини.

4. Вперше запропоновано процедуру первинної обробки сигналів звуків легень з подальшим аналізом та використанням класифікаторів на основі методу опорних векторів, дерева прийняття рішення і нейронних мереж для автоматизації прийняття попереднього рішення щодо стану бронхолегеневої системи людини та обґрунтовано вибір параметрів звуків дихання, отриманих на основі статистик вищих порядків, при використанні котрих класифікатори дають найвищу точність 97,8%.

Практичне значення одержаних результатів:

1. Апробовано у медичній практиці методи аналізу звуків легень людини шляхом використання для аналізу спектрів високих порядків, що дозволило здійснювати моніторинг стану дихальної системи людини.

2. На основі процедури первинної обробки сигналів звуків легень з подальшим аналізом і автоматизованою класифікацією діагностично цінних

параметрів звуків легень розроблено алгоритми, обчислювальні процедури та пакети програм оброблення та аналізу сигналів звуків легень для впровадження у медичну практику і удосконалення експериментального програмно-апаратного комплексу аускультатії легень.

3. Теоретичні положення та висновки дисертації можуть бути використані як засади подальшого розвитку методів первинної обробки і аналізу сигналів звуків легень для підвищення точності оцінювання стану дихальної системи людини.

4. Запропонований спосіб отримання нових діагностично цінних параметрів звуків легень на основі біспектрального аналізу захищено патентом України на корисну модель.

Теоретичні та практичні результати дисертації підтверджені клінічними випробуваннями і використані у навчальному процесі кафедри електронної інженерії Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Особистий внесок здобувача.

Усі результати, що наведені у дисертаційній роботі і виносяться на захист, отримані особисто автором або ж за його активної участі та опубліковано у спеціалізованих фахових виданнях. Безпосередньо автором здійснено:

- інформаційний пошук та аналіз літературних даних за темою дисертації [1-6, 7, 9, 10, 12-14, 19, 29, 30],

- знайдені нові діагностично цінні параметри сигналів звуків легень [1-4, 8, 11, 15-19, 21-26],

- розроблено процедуру диференціації звуків крепітації від вологих дрібно пухирчастих хрипів [12, 13, 15-17],

- розроблено метод диференціації здорових людей та хворих на ХОЗЛ і хронічний бронхіт за допомогою знайдених параметрів на основі спектрів високих порядків [2-4, 7, 8, 18, 19, 21-26],

- визначено набір вхідних аргументів для роботи класифікаторів [6, 7, 29-31].

У наукових працях, опублікованих у співавторстві, дисертанту належить фактичний матеріал і основний творчий доробок.

Апробація результатів дисертації.

Основні положення роботи викладено та обговорено на 25 науково-технічних конференціях різного рівня:

- Міжнародна конференція «ELECTRONICS AND NANOTECHNOLOGY “ELNANO” (Київ, 2011 - 2019 pp.);

- Міжнародна конференція молодих вчених «Електроніка» (Київ, 2011, 2014 pp.);

- Акустичний симпозіум «КОНСОНАНС-2011» (Київ, 2011 p.);

- Міжнародна конференція «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів» (Кременчук, 2012 - 2015, 2018 pp.);

- Міжнародна конференція «40th International Lung Sounds Association Conference» (С.-Петербург, 2015 p.);

- Всеукраїнська науково-технічна конференція «Актуальні проблеми автоматики та приладобудування» (Харків, 2015, 2018 pp.);

- Міжнародна конференція «International Conference on Electronics and Information Technology (EIT16)» (Одеса, 2016 р.);
- Міжнародна конференція «Smart-технології в енергетиці та електроніці» (Лазурне, 2016 та 2017 роки);
- Міжнародна конференція «Electrical and computer engineering (UKRCON)» (Київ, 2017 р.);
- Міжнародна конференція «5th IEEE Workshop on Advances in Information, Electronic and Electrical Engineering (AIEEE)» (Рига, 2017 р.).

Публікації.

Результати дисертації опубліковано в 33 друкованих працях, в тому числі 7 статей у провідних фахових виданнях, 2 з них у виданнях України, які включені до міжнародних наукометричних баз «Scopus» та «Web of Science» та 25 тезах доповідей на конференціях, а також отримано патент на корисну модель.

Структура й обсяг дисертації.

Дисертаційна робота викладена на 183 сторінках машинописного тексту, складається зі вступу, 4 розділів, загальних висновків, 173 переліків посилань на літературні джерела та 5 додатків. Обсяг основного тексту дисертації складає 152 сторінок друкованого тексту. Робота ілюстрована 37 рисунками та містить 25 таблиць.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** наводиться обґрунтування актуальності обраної теми дисертаційної роботи, сформульовано мету й основні завдання дослідження, об'єкт, предмет дослідження, зазначена наукова новизна та визначена практична цінність отриманих результатів, показано особистий внесок автора та відомості про апробацію результатів дослідження, зазначена кількість публікацій, в яких відображено результати роботи.

У **першому розділі** проведено огляд та аналіз літературних джерел щодо актуальності проблеми ефективного діагностування як окремих категорій дихальних шумів, так і бронхолегеневих захворювань в цілому. Наведено стислий огляд основних захворювань та дихальних шумів, а також сучасних методів діагностування стану дихальної системи людини. Показано, що електронна аускультация має важливу роль серед цих методів, розглянуто сучасні засоби реєстрації звуків легень. Також в першому розділі розглянуто та проаналізовано сучасні методи цифрового аналізу звуків легень, такі як спектральний аналіз, спектрально-часовий, вейвлет аналіз тощо. Доведено актуальність удосконалення існуючих методів аналізу та розробки нових методів для знаходження нових діагностично цінних параметрів звуків легень.

Другий розділ присвячено удосконаленню методів первинної обробки та фільтрації акустичних сигналів легень, опису досліджуваної в роботі бази звуків легень, а також запропоновано та апробовано імітаційну модель портативного комплексу для реєстрації звуків легень.

Удосконалена імітаційна модель портативного реєструючого комплексу складається з наступних блоків: п'єзокерамічні датчики з передпідсилювачами;

безпосередньо підсилювач; блок фільтрації з можливістю перемикання в режими реєстрації звуків серця на основі ФНЧ з частотою зрізу 50 Гц та звуків легень на основі послідовного включення ФНЧ з частотою зрізу 1 кГц, а також ФВЧ з частотою зрізу 50 Гц; аналого-цифрові перетворювачі; процесор; пам'ять; модуль бездротової передачі. Проведено моделювання плати аналогових сигналів в середовищі Multisim 11.0. Розраховано значення номіналів компонентів приладу та побудовано амплітудно-частотні характеристики блоку посилення і фільтрації сигналу.

Запропоновано спосіб первинної обробки акустичних сигналів звуків легень, оснований на фільтрації сигналів завад, що зумовлені перешкоджаючими факторами під час реєстрації звуків легень та недоліками реєструючого засобу, що дозволяє суттєво зменшити їх вплив для подальшого отримання діагностично цінних параметрів звуків легень. Суть фільтрації «сплесків» полягає у наступному: здійснюється побудова опорного сигналу (модуль апроксимації похідної фільтрованого сигналу), на основі порогового алгоритму відбувається пошук «сплесків» у цьому сигналі. Для кожного знайденого / детектованого «сплеску» здійснюється побудова вікна (розширення на задане число відліків) і згладжування сигналу зі «сплеском» в межах цього вікна фільтром ковзного середнього, тобто відбувається двонаправлена фільтрація.

На рис.1 представлені графіки сигналів легень: початковий (синій), червоним виділені місця, де запропонований спосіб знайшов «спайки», а зеленим показаний вже згладжений після запропонованої фільтрації сигнал.

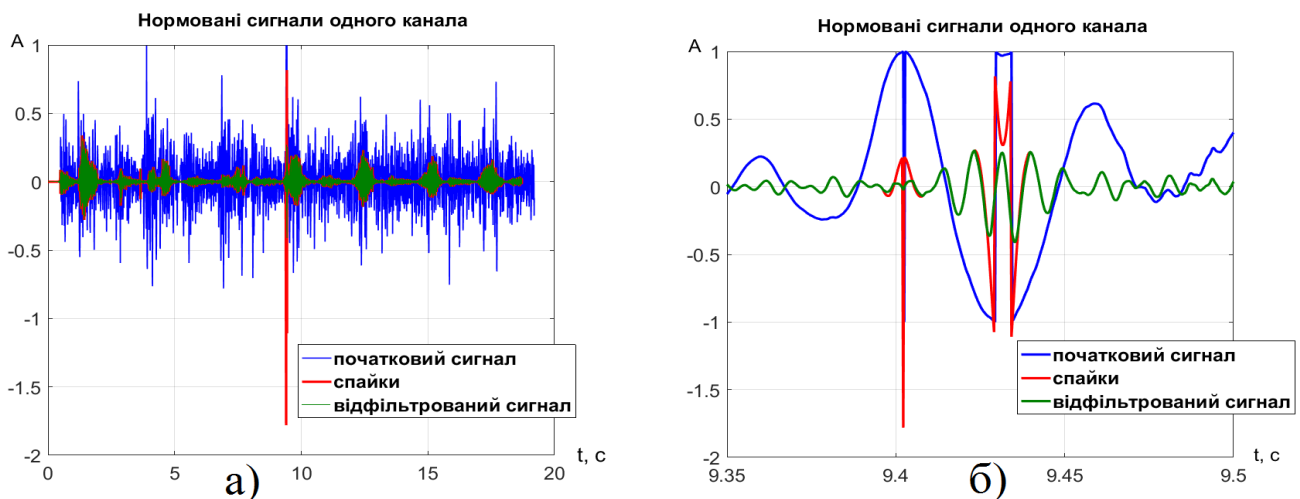


Рис. 1 а) Зареєстрований сигнал: синій – початковий сигнал із «спайками», червоний – знаходження цих «спайок», зелений – відфільтрований після застосованого алгоритму; б) збільшений фрагмент сигналу

Також у другому розділі описується удосконалений метод детектування окремих дихальних циклів у звуках легень. Метод ґрунтується на виділенні дихальних фаз за допомогою спектрально-часового аналізу вихідного сигналу звуку дихання, синтезу основного опорного сигналу, який моделює дихальну активність, його адаптивній фільтрації для позбавлення від перешкод, наближенням котрих слугує синтезований допоміжний сигнал. Спочатку на спектрограмі виділяються дві частотні області: область основної циклічної активності дихання

(200-500 Гц) та область, де проявляють себе нестационарні широкосмугові шуми-сплески протягом всього часу реєстрації сигналу (800-1200 Гц). Далі проводиться розрахунок сигналу інтегральної потужності в обраному діапазоні частот для кожної з цих двох областей. Вхідним сигналом для визначення дихальних циклів слугує синтезований сигнал потужності області основної циклічної дихальної активності. Але цей сигнал може мати складову шумових сплесків, що значно ускладнює виділення дихальних циклів навіть за умови застосування алгоритму з адаптивним «плаваючим» порогом. Використовується припущення, що синтезований сигнал потужності області основної циклічної активності дихання представляє собою адитивну суміш основної складової активності дихання та складової широкосмугових сплесків шуму. Далі застосовується алгоритм адаптивної фільтрації з використанням синтезованого сигналу потужності по області прояву нестационарних широкосмугових шумів-сплесків. Реалізація даного підходу базується на використанні адаптивного фільтра мінімальної середньоквадратичної помилки (LMS-алгоритм) з урахуванням того, що сигнал дихальної активності, який треба визначити, та сигнал потужності дихальних шумів-сплесків є некорельованими один з одним. Також робиться припущення, що спектр шумів-сплесків є стаціонарним, і це дозволяє суттєво зменшити «паразитну» складову на опорному сигналі для визначення дихальних циклів на основі запропонованої адаптивної фільтрації.

На рис.2 наведено початковий сигнал звуків легень (а), вихідну спектрограму (б), за допомогою якої виділяються дві частотні області, в яких будуються два допоміжні опорні сигнали інтегральної потужності (в), де блакитним кольором показаний сигнал області основної дихальної активності, а червоним – складова широкосмугових сплесків шуму. На рис. 2, г відображені спектри цих двох сигналів, які є подібними один до одного, тому звичайна частотна фільтрація не дає надійних результатів.

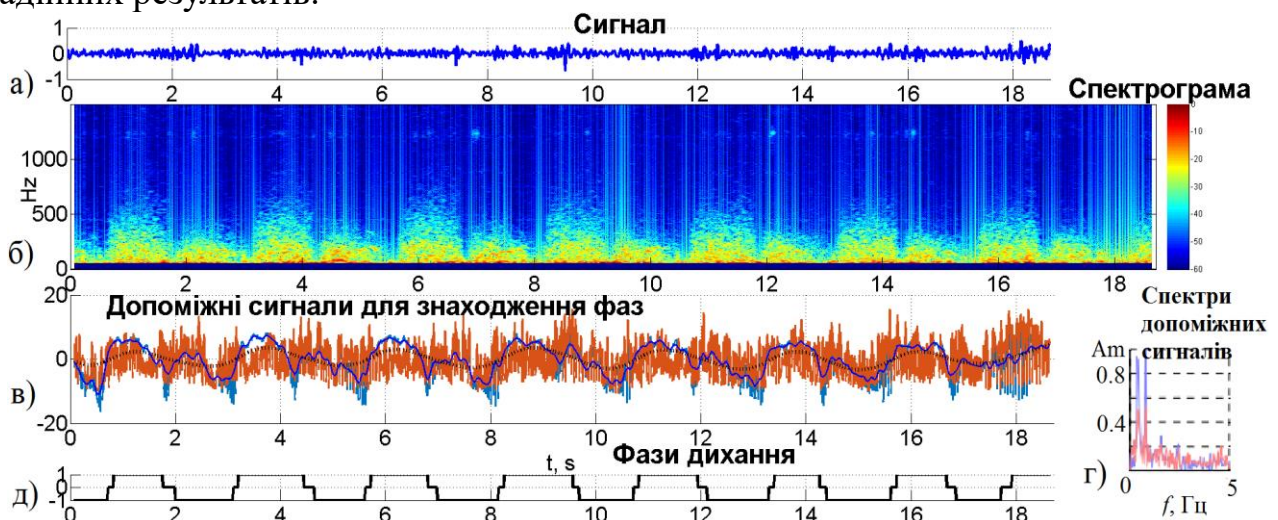


Рис. 2 Виявлення дихальних циклів: а) - початковий сигнал, б) - спектрограма, в) - синтезований сигнал основної циклічної дихальної активності і синтезований сигнал шуму (часової і частотної області), г) – спектри цих двох сигналів, д) - респіраторні фази сигналу

Показано, що математичні методи поліспектрального аналізу мають перспективу бути ефективно застосовані до аналізу звуків легень людини, оскільки обмежують гаусівський шум та зменшують дисперсію при детектуванні корисних

сигналів і їх оцінці, зберігають інформацію про фазу сигналів, мають можливість детектування нелінійних зв'язків у досліджуваних сигналах.

В роботі використовується розрахунок біспектральних функцій на основі прямого та непрямого методів непараметричної оцінки. При прямому методі спектр третього порядку (біспектр) отримують як середнє по всіх спектрах третього порядку:

$$C_3^{x_i}(\omega_1, \omega_2) = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L \bar{C}_3^{x_i}(\omega_1, \omega_2), \omega_i = \frac{2\pi}{M} k_i, i = 1, 2. \quad (1)$$

за умови розділення цілого сигналу звуку легень на L сегментів по M вибірок в кожному:

$$C_3^{X_i}(k_1, k_2) = \frac{1}{M} F_x^i(k_1) F_x^i(k_2) F_x^{i*}(k_1 + k_2), i = 1, \dots, L. \quad (2)$$

де $C_3^{X_i}(k_1, k_2)$ - спектр третього порядку для кожного сегменту, $\bar{C}_3^{X_i}(\omega_1, \omega_2)$ - спектр третього порядку для кожного сегменту в частотній області, $F_x^i(k)$ - дискретне перетворення Фур'є по M точках для кожного сегменту.

При непрямому методі біспектр розраховують як:

$$C_3^x(\omega_1, \omega_2) = \sum_{\tau_1=-L}^L \sum_{\tau_2=-L}^L \hat{c}_3^{x_i}(\tau_1, \tau_2) e^{-j(\omega_1 \tau_1 + \omega_2 \tau_2)} \varpi(\tau_1, \tau_2), \quad (3)$$

де $\hat{c}_3^{x_i}(\tau_1, \tau_2)$ - середні кумулянти для кожної області, які знаходяться через моменти 3-го порядку:

$$\begin{aligned} \hat{c}_3^{x_i}(\tau_1, \tau_2) &= \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K m_3^{x_i}(\tau_1, \tau_2), \\ m_3^{x_i}(\tau_1, \tau_2) &= \frac{1}{M} \sum_{l=l_1}^{l_2} X^i(l) X^i(l + \tau_1) X^i(l + \tau_2) \end{aligned} \quad (4)$$

де $X^i(k)$, $k = 1, \dots, M$ - i -тий сегмент початкового звукового сигналу $X(k)$, $k = 1, \dots, N$, розділений на K сегментів по M вибірок в кожному.

Також в дисертаційній роботі проведено розрахунок та оцінка функції бікогерентності:

$$\gamma_3(f_1, f_2) = \frac{|B(f_1, f_2)|^2}{P(f_1)P(f_2)P(f_1 + f_2)} \quad (5)$$

де $B(f_1, f_2)$ - біспектр сигналу, а $P(f_i)$ $i = 1, 2$ - спектр потужності на частотах f_i .

Також для аналізу сигналів звуків легень в дослідженні використано розрахунок коефіцієнтів асиметрії та ексцесу.

У **третьому розділі** роботи наведено опис розробленої процедури диференціації нормальних та патологічних дихальних шумів на основі аналізу кумулянтних функцій третього порядку та біспектральних функцій, знайдено еталонні контурні зображення біспектру для окремих категорій дихальних шумів та визначені певні закономірності для них. При цьому як базові ознаки оцінки біспектру обрані такі: напрямок зміни амплітуди біспектру вздовж осі $f_1=f_2$, де f_1 та f_2 - нормовані на частоту дискретизації частоти біспектру; пікова амплітуда

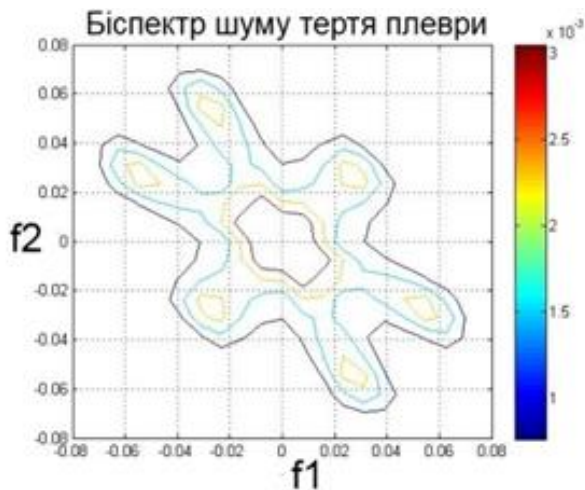


Рис. 3 Контурні зображення біспектру шуму тертя плеври

(приведена для нормованої частоти); плавність зміни ізолінії; ширина області високих амплітуд. Як приклад на рис. 3 представлено біспектр шуму тертя плеври.

Запропоновано метод диференціації звуків крепітації та вологих дрібно пузирчастих хрипів (ВДХ) на основі аналізу контурних ізоліній біспектру, розрахованого прямим методом, а саме аналізу частот максимального значення, та діагонального зрізу біспектру, розрахованого непрямим методом, а також аналізу бічастот параметричного

біспектру. Було виявлено, що переважна більшість ВДХ мають пік біспектру, розрахованого прямим методом, поблизу точки перетину частот $f_1 = f_2 = 0,02$, а крепітація має інакші поліспектральні властивості і не має чітких числових характеристик для віднесення їх до певного класу звуків. Проаналізувавши бічастоти (при непрямому методі розрахунку біспектру), на яких пік діагонального зрізу має максимальну амплітуду A_m , було встановлено, що розподіл нормованих частот з максимальною амплітудою біспектру для звуків крепітації знаходиться у діапазоні від $f_{\text{aver_cr}} = (0,02225 \pm 0,00505)$, а для ВДХ $f_{\text{aver_MFR}} = (0,03381 \pm 0,0104)$. Аналізуючи результати обчислення параметричного біспектру, було виявлено, що для звуків крепітації максимум біспектру знаходиться на перетині частот $f_1 = f_2$, а максимальне значення ВДХ визначається при $f_2 = 0$.

У цьому розділі описується ще один спосіб диференціації звуків легень здорових людей та хворих на ХОЗЛ на основі встановлених зв'язків між п'ятьма бічастотами, які відповідають значенням діагонального зрізу біспектру від максимального до мінімального, на основі чого виявлені певні «патерни» бічастот, що є різними і характерними для здорової людини та пацієнтів з ХОЗЛ. На рис.4 як приклад наведено діагональний зріз біспектру хворого на ХОЗЛ.

Діагональний зріз біспектру хворого на ХОЗЛ

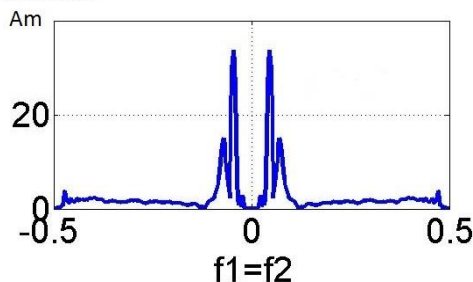


Рис. 4 Діагональний зріз біспектру хворого на ХОЗЛ

Для пацієнтів, хворих на ХОЗЛ, виявлена більша кількість «бічастотних патернів», ніж у здорових, що пояснюється різними супутніми акустичними ознаками пацієнтів. Але патерни, що є характерними для здорових людей, для хворих на ХОЗЛ майже не зустрічаються. Як приклад у таблиці 1 наведені значення п'яти зазначених бічастот f_i , ($i = 1 \dots 5$) для чотирьох реєструючих каналів для хворого на ХОЗЛ. В останньому рядку таблиці показано графічне відображення «бічастотних патернів», де по осі абсцис відкладено номер вершини діагонального

зрізу біспектру (1 — відповідає максимальній, 5 — мінімальній), а по осі ординат — відповідне їй значення бічастоти.

Таблиця 1

Значення п'яти бічастот для 4 реєстрованих каналів і «бічастотні патерни», отримані при прямому методі розрахунку біспектру пацієнта з ХОЗЛ

f	канал 1	канал 2	канал 3	канал 4
f_1	0,051	0,049	0,049	0,047
f_2	0,025	0,061	0,068	0,023
f_3	0,067	0,072	0,088	0,035
f_4	0,082	0,084	0,023	0,078
f_5	0,104	0,031	0,147	0,098

У третьому розділі описується розроблений метод діагностування ХОЗЛ та хронічного бронхіту на основі ітераційного підходу знаходження діагностично цінних параметрів звуків дихання, таких як значення біспектру та відповідні їм бічастоти, значення функцій бікогерентності та відповідні їм частоти, коефіцієнти асиметрії та ексцесу, а також аналіз параметричного біспектру.

Як приклад на рис. 5, а) та б) наведені характерні види функцій бікогерентності для здорових людей та хворих на ХОЗЛ, а на рисунках в) та г) наведені відповідні діагональні зрізи. Характерний вид бікогерентної поверхні хворого на ХОЗЛ має широкі плоскі області високих значень функції бікогерентності. У здорових типовими є часті вузькі загострені вершини.

Діагностично цінною інформацією можуть бути як безпосередньо розподіли функцій бікогерентності та зрізів, так і числові параметри, отримані за їх допомогою. Якщо значення бікогерентності менше 20, може бути прийняте рішення про те, що пацієнт здоровий, якщо більше 50 — хворий. У разі невизначеності або ж для уточнення прийняття рішення, оцінюються інші розраховані параметри, а саме модуль коефіцієнта асиметрії, який для більшості здорових менше 0,09, а для більшості хворих більший за 0,15, а також оцінюється розрахована пара бічастот (f_1 , f_2), на яких спостерігається максимальне значення коефіцієнта бікогерентності.

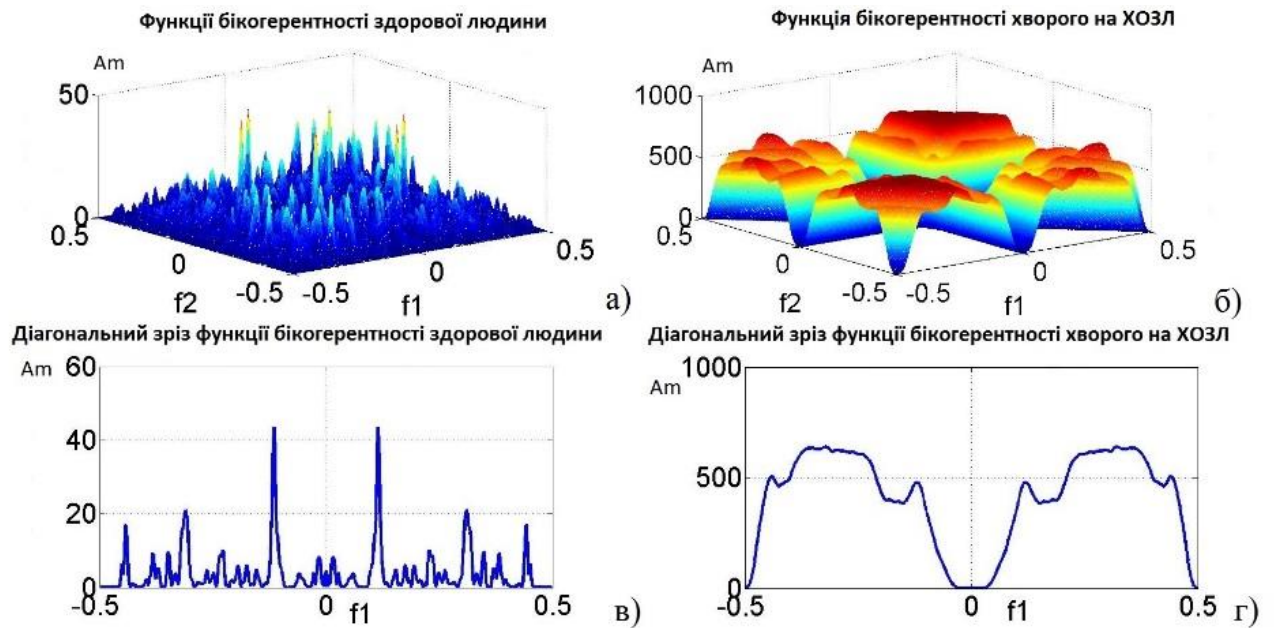


Рис. 5 Функції бікогерентності здорової людини а) та хворого на ХОЗЛ б), відповідні їм діагональні зрізи здорового в) та хворого на ХОЗЛ г)

Сигнали звуків легень також аналізувалися за допомогою розрахунку параметричного біспектру, який свідчить про наявність фазових зв'язків. На рис. 6 як приклад наведено параметричний біспектр сигналу звуку легень хворого на ХОЗЛ. Пара бічастот, на яких визначаються максимальні значення цього біспектру, є характерною ознакою, за якою проводиться диференціація здорових та хворих людей. У здорових пацієнтів на параметричному біспектрі був виявлений єдиний максимальний пік, отриманий при рівних частотах $f_1 = f_2$, біспектри пацієнтів з ХОЗЛ, як правило, мають додаткові вершини квадратично фазово пов'язаних частот.

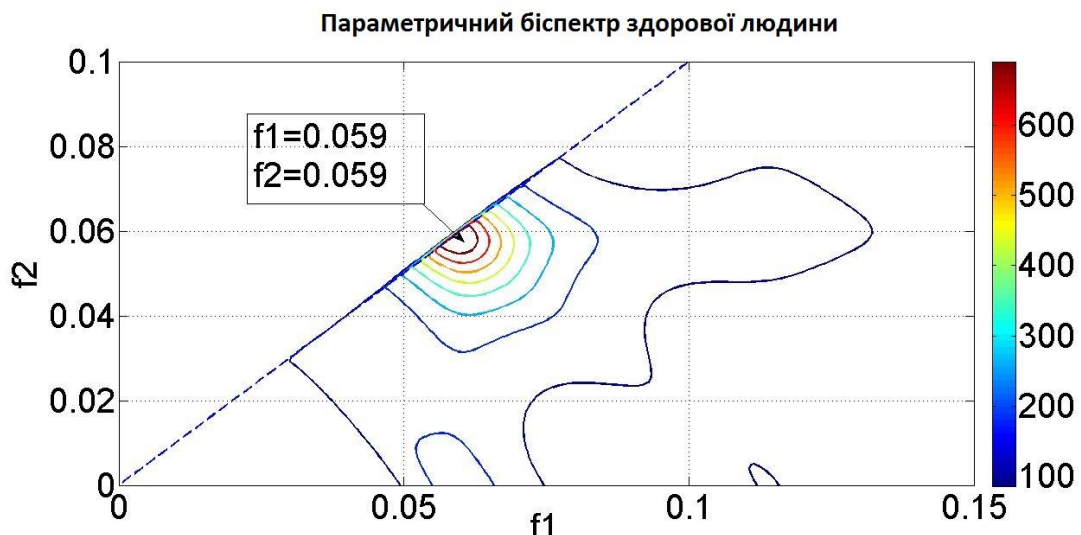


Рис. 6 Контурне представлення параметричного біспектру для пацієнта з ХОЗЛ.

Визначено зв'язки та закономірності між групою цих параметрів та відповідним станом дихальної системи людини, що дає можливість, аналізуючи сукупність цих ознак, проводити ідентифікацію захворювань. Як приклад, на рис. 7 зображені порівняльні діаграми значень першої (f_{1_h}) та другої (f_{2_h}),

максимальних бічастот для здорових людей, хворих на ХОЗЛ (f_{1_COPD} і f_{2_COPD}) та хворих на хронічний бронхіт (f_{1_br} і f_{2_br}).

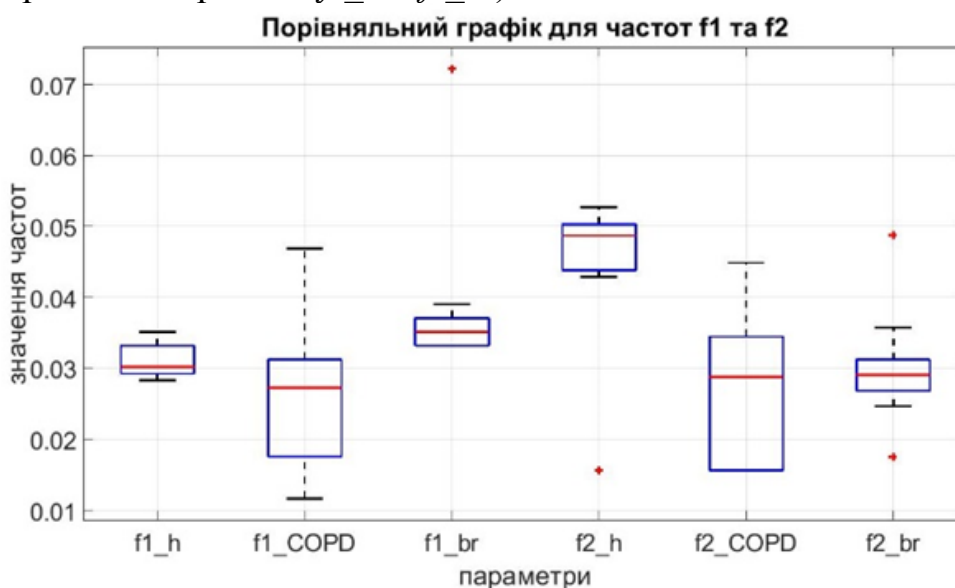


Рис. 7 Порівняльний графік бічастот f_1 та f_2 для здорових людей та пацієнтів з ХОЗЛ та бронхітом.

Показано, що запропонований метод може бути застосований до сигналу, який розбитий на окремі фази вдиху - видиху, що дозволяє більш детально оцінити стан дихальної системи людини, оскільки дає можливість виявити певні дихальні артефакти в окремих дихальних фазах. Така інформація може бути корисною для лікаря-пульмонолога як додаткова для більш детального аналізу патологічних артефактів звуків дихання.

В четвертому розділі дисертаційної роботи наведено основні методи машинного навчання для використання їх для класифікації бронхолегеневих захворювань, що досліджувалися у роботі. Розглянуто такі класифікатори, як класифікатор на основі методу опорних векторів, k -NN найближчих сусідів, на основі логістичної регресії, байєсівський класифікатор, дерево рішень і нейронні мережі. Для дослідження класифікаторів досліджувана база сигналів звуків легень була поділена на 4 класи:

Клас 1: Здорова людина (234 сигнали);

Клас 2: ХОЗЛ, прикореневий нижньодолеовий пневмофіброз (135 сигнали);

Клас 3: ХОЗЛ, дифузний пневмофіброз (119 сигналів);

Клас 4: Хронічний бронхіт (168 сигналів).

Крім цього класифікатори були досліджені з різним набором вхідних аргументів, якими слугують параметри звуків легень, визначені у третьому розділі. В результаті проведеного аналізу на основі критеріїв оцінювання було визначено три найбільш адекватні класифікатори: метод опорних векторів, дерево прийняття рішень та нейронні мережі. Встановлено, що найкращі результати дає застосування семи параметрів звуків легень, отриманих на основі спектрів вищих порядків. У таблиці 2 наведені результати роботи (у відсотках) обраних класифікаторів для основних критеріїв оцінювання: точність P , чутливість S_e та F -міра. Точність та чутливість розраховуються за формулами (6) та (7) відповідно:

$$P = \frac{TP}{TP + FP} \quad (6)$$

$$Se = \frac{TP}{TP + FN}, \quad (7)$$

де TP - істинно позитивні результати, FP - хибнопозитивні, FN - хибнонегативні і TN - істинно негативні.

Точність і чутливість виступають важливими оцінками якості класифікатора стосовно завдань із зміщеною апіорною вірогідністю. Однак при досягненні високої точності моделі може втрачатись чутливість класифікатора і навпаки. Для поєднання точності та повноти пропонується застосовувати певну F -міру як середнє гармонічне цих показників:

$$F = 2 * \frac{Ac * Se}{Ac + Se} \quad (8)$$

Таблиця 2

Показники критеріїв оцінювання трьох обраних класифікаторів

Діагноз	Нейронні мережі			Дерево прийняття рішень			Метод опорних векторів		
	P	Se	F	P	Se	F	P	Se	F
Здорова людина	99	98	98,5	95	99	97	98	83	89,9
ХОЗЛ, прикореневий нижньодолевий пневмофіброз	98	89	93,3	98	91	94,4	97	85	90,6
ХОЗЛ, дифузний пневмофіброз	98	99	98,5	98	99	98,5	93	96	94,5
Хронічний бронхіт	96	95	95,5	93	97	95	92	99	95,4
Підсумкове значення	97,8	95,2	96,5	96	96,5	96,2	95	90,8	93,6

Таким чином, запропонована методика класифікації звуків легень на основі знайдених у роботі параметрів присвячена служити діагностичним інструментом для лікаря-пульмонолога.

У четвертому розділі наведені основні етапи оброблення та аналізу сигналів розробленого діагностичного програмного комплексу (рис. 8) для надання автоматизованої первинної рекомендації лікареві.

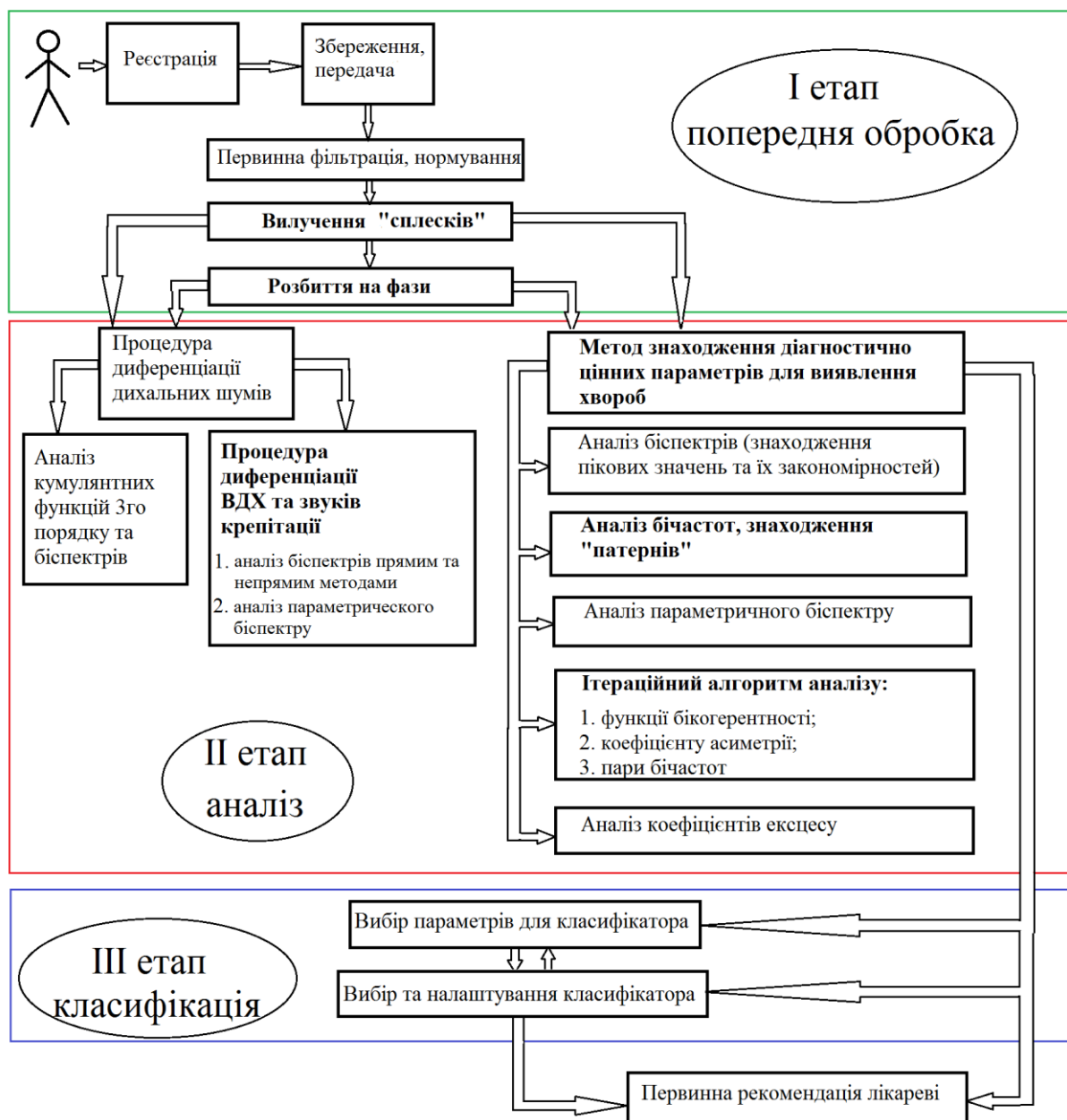


Рис. 8 Структурна схема оброблення та аналізу сигналів звуків легень розробленого діагностичного програмного комплексу.

Діагностичний програмний комплекс передбачає три основні етапи його реалізації: 1) попередню обробку сигналів звуків легень, 2) аналіз звуків легень, 3) класифікацію.

ОСНОВНІ РЕЗУЛЬТАТИ ТА ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі розв'язано важливе науково-технічне завдання удосконалення методів попередньої обробки звуків легень, виявлення діагностично цінних параметрів звуків легень для оцінювання стану дихальної системи людини та низки ознак певних захворювань, а також класифікації хвороб на основі математичного оброблення параметрів сигналів легень для надання первинних рекомендацій.

У роботі досягнуто такі наукові та практичні результати:

1. За результатами порівняльного аналізу існуючих методів та засобів обробки та аналізу звуків легень людини були визначені основні їх переваги і недоліки. Подальшого розвитку отримав метод попередньої обробки сигналів звуків легень на основі фільтрації завад, який відрізняється від існуючого застосуванням процедур фільтрації сигналів, обумовлених випадковими перешкоджаючими факторами під час реєстрації звуків легень та власними шумами організму людини, що дозволило суттєво зменшити їх вплив на подальше визначення інформативних показників звуків дихання при оцінюванні стану дихальної системи людини.

2. Удосконалено метод аналізу звуків легень людини на основі детектування і виділення окремих дихальних циклів шляхом спектрально-часового аналізу звукового сигналу та синтезу опорного сигналу, що є відображенням дихальної активності, який відрізняється від відомого наявністю процедури адаптивної фільтрації із допоміжним сигналом завади, що будується у відповідності до спектрально-часових характеристик неінформативної смуги частот. Це дозволило мінімізувати вплив дихальних паразитних сплесків шуму, провести коректне визначення фаз дихання (вдих і видих) та, як наслідок, підвищити точність оцінювання стану дихальної системи людини шляхом визначення патологічних ознак в конкретних її елементах.

3. Запропоновано імітаційну модель портативного фонореспіраторного комплексу з використанням чотирьох датчиків та покращеними параметрами запису та передачі даних за рахунок використання двох 16-бітних АЦП, пам'яті для зберігання записів та модуля бездротової передачі даних, що полегшує можливість накопичення даних та використання їх для телемедицини.

4. Запропоновано процедуру диференціації нормальних та патологічних дихальних шляхів на основі аналізу кумулянтних функцій 3-го порядку та біспектральних функцій, знайдені еталонні контурні зображення біспектру для окремих категорій дихальних шумів та визначені закономірності для них.

5. Вперше запропоновано метод аналізу звуків легень людини шляхом використання спектрів високих порядків, а саме на основі отриманих діагностично цінних параметрів звуків легень, таких як біспектр і функція бікогерентності та відповідні їм бічастоти, параметричний біспектр та коефіцієнти асиметрії та ексцесу, що забезпечило диференціацію здорових людей та хворих на хронічне обструктивне захворювання легень і хронічний бронхіт та диференціацію звуків крепітації (наявних при запаленні легень) від вологих дрібно пухирчастих хрипів (характерних при бронхітах), а також вперше дозволило встановити закономірності між комплексом зазначених вище параметрів та станом бронхолегеневої системи людини.

6. Вперше встановлені зв'язки між п'ятьма бічастотами, які відповідають значенням діагонального зрізу біспектру від максимального до мінімального, на основі чого виявлені певні «патерни» бічастот, що є різними і характерними для здорової людини та пацієнтів з ХОЗЛ.

7. Показано, що запропонований метод може бути застосований до сигналу, який розбитий на окремі фази вдиху - видиху, що дозволяє більш детально

оцінити стан дихальної системи людини, оскільки дає можливість виявити дихальні артефакти в окремих дихальних фазах.

8. Запропоновано використання класифікаторів на основі методу опорних векторів, дерева прийняття рішення та нейронних мереж для автоматизації прийняття попереднього рішення щодо наявності чи відсутності певного захворювання бронхолегеневої системи людини. Досліджено результати роботи класифікаторів для різного набору вхідних параметрів, що отримані на основі математичного апарату статистик вищих порядків, та в результаті були обрані сім параметрів, при використанні котрих класифікатори дають найвищу точність до 97,8%.

9. Розроблено діагностичний програмний комплекс, який забезпечує три етапи аналізу сигналів, такі як попередня обробка сигналів звуків легень, безпосередньо аналіз звуків легень, в результаті якого знаходиться множина діагностично цінних параметрів, та класифікація на певні категорії стану бронхолегеневої системи людини. Як результат роботи діагностичного програмного комплексу лікареві надається інформація щодо певних характеристик сигналів звуків легень, а також може бути надана первинна рекомендація щодо відсутності чи наявності легеневих патологій.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. А.С. Порева, В.А. Фесечко, “Анализ звуков дыхания при помощи спектров высших порядков”, Електроніка та зв’язок, тем. вип. «Електроніка та нанотехнології», № 2, с. 119-125, 2011.

Особистий внесок – розроблення методу диференціації нормальних та патологічних дихальних шумів на основі кумулянтних функцій, проведення та інтерпретація експериментальних досліджень, обробка результатів.

2. Г.С. Порева, Є.С. Карплюк, А.А. Макаренкова, А.П. Макаренко, “Виявлення характерних акустичних ознак пацієнтів з ХОЗЛ на основі біспектрального аналізу звуків дихання”, Електроніка та зв’язок, т. 19, № 6 (83), с. 82-86, 2014.

Особистий внесок – розроблення методу ідентифікації ХОЗЛ на основі виявлення параметрів, отриманих за допомогою розрахунку параметричного та непараметричного біспектрів, проведення та інтерпретація експериментальних досліджень, обробка результатів.

3. А.С. Порева, А.А. Макаренкова, Е.С. Карплюк, А.А. Гончаренко, “Применение полиспектрального анализа для определения диагностических признаков в звуках дыхания больных ХОБЛ”, Вісник Нац. Техн. Унів. Харківський Політехн. Інст., серія «Нові рішення в сучасних технологіях», № 36(1079), с. 49-55, 2014.

Особистий внесок – розроблення методу ідентифікації ХОЗЛ на основі виявлення параметрів, отриманих за допомогою розрахунку функції бікогерентності та коефіцієнтів асиметрії, проведення та інтерпретація експериментальних досліджень, обробка результатів.

4. А.С. Порева, Е.С. Карплюк, А.А. Макаренкова, А.П. Макаренко, “Выявление аускультативных признаков ХОБЛ с помощью статистики высших

порядков при анализе звуков дыхания”, Известия высших учебных заведений. Радиоэлектроника, т. 59, № 2, с. 44-51, 2016. doi: <https://doi.org/10.20535/S0021347016020059>. (Включена до міжнародної наукометричної бази «Scopus»).

Особистий внесок – виявлення нових діагностично цінних параметрів звуків легень, отриманих за допомогою біспектрального аналізу, встановлення зв'язків між низкою параметрів, проведення та інтерпретація експериментальних досліджень, обробка результатів.

5. Г.С. Порева, Д. Гончарова, “Дослідження роботи класифікаторів для оптимізації постановки діагнозів бронхолегеневих захворювань”, Електроніка та зв'язок, т. 21, № 4 (93), с. 44-48, 2016.

Особистий внесок – інтерпретація експериментальних досліджень щодо дослідження класифікаторів, обробка результатів.

6. А.С. Порева, В.И. Вайтышин, Е.С. Карплюк, “Методы машинного обучения для исследования сигналов звуков легких”, Микросистемы, електроніка та акустика, т. 22, № 6, с. 41-47, 2017. - doi: 10.20535/2523-4455.2017.22.6

Особистий внесок – інтерпретація експериментальних досліджень щодо результатів роботи класифікаторів, вибір вхідних параметрів роботи класифікаторів, обробка результатів.

7. M.G. Chekhovych, A.S. Poreva, V.I. Timofeyev, and P. Henaff, “Using of the machine learning methods to identify bronchopulmonary system diseases with the use of lung sounds”, Visnyk NTUU KPI, Seriya Radiotekhnika Radioaparaturbuduvannia, no 73, pp. 55–62, 2018. doi: <https://doi.org/10.20535/RADAP.2018.73.55-62> (Включена до міжнародної наукометричної бази «Web of science»).

Особистий внесок – виявлення нових діагностично цінних параметрів звуків легень, отриманих за допомогою біспектрального аналізу, для ідентифікації бронхіту, інтерпретація та обробка результатів.

8. А.С. Порева, Е.С. Карплюк, А.А. Макаренкова, А.П. Макаренко, “Способ акустичної діагностики хронічного обструктивного захворювання легень”, Пат. України на корисну модель № 96826, бюл. № 4, 25.02.2015.

Особистий внесок – виявлення нових діагностично цінних параметрів звуків легень, отриманих за допомогою біспектрального аналізу, встановлення зв'язків між низкою параметрів, обробка результатів.

9. А.С. Порева, В.О. Фесечко, П.В. Данилов, “Методы цифровой обработки звуков легких. Кумулянтный анализ”, Мат. Акустичного симпозиума «КОНСОНАНС-2011», 2011, с. 271-275.

10. А.С. Порева, П.В. Данилов, “Обзор проблем использования медицинской техники врачом и способы их решения”, Мат. міжнар. наук.-техн. конф. молодих вчених «Електроніка-2011», Київ, 2011, ч.1, с. 202-206.

11. A. Poreva and A. Tanchik “Spectral analysis of lung sounds”, Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2011), Kyiv, 2011, p. 190.

12. A. Poreva and V. Fesechko “Analysis of respiratory sounds using higher-order spectra”, Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2011), Kyiv, 2011, p. 119.

13. A. Poreva, P. Danilov, and V. Fesechko. "Cumulant analysis for the detection of crackles in lung sounds", Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2012), Kyiv, 2012, pp. 188-189.

14. A. Poreva, V. Fesechko, V. Tkachenko, and Y. Karplyuk, "Modern systems of distributed home healthcare", Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2012), Kyiv, 2012, pp. 136-137.

15. А. Порєва, "Применение полиспектрального анализа для дифференциации звуков легких", Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів», Кременчук, 2012, с. 166-167.

16. A. Poreva and V. Fesechko, "Differentiation of moist fine rales and crackles by polyspectral analysis", Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2013), Kyiv, 2013, pp. 305-309.

17. Г.С. Порєва, "Методика оцінювання легеневих шумів на основі біспектрального аналізу", Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів», Кременчук, 2013, с. 114-115.

18. А.С. Порєва, А.А. Гончаренко, "Определение характерных признаков в звуках дыхания здоровых людей и больных ХОБЛ на основе статистик высших порядков", Мат. міжнар. наук.-техн. конф. молодих вчених «Електроніка-2014», Київ, 2014, с. 120-123.

19. A. Poreva, Y. Karplyuk, A. Makarenkova, and A. Makarenkov, "Application of bispectrum analysis to lung sounds in patients with the chronic obstructive lung disease", Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2014), Kyiv, 2014, pp. 306-309. - doi: 10.1109/ELNANO.2014.6873902

20. А.С. Порєва, Е.С. Карплюк, "Алгоритм выделения дыхательных циклов на основе адаптивной фильтрации и спектрально-временного представления сигналов шумов дыхания", Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів», Кременчук, 2014, с. 95-96.

21. A. Poreva, Y. Karplyuk, A. Makarenkova, and A. Makarenkov, "Detection of COPD's diagnostic signs based on polyspectral lung sounds analysis of respiratory phases", Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2015), Kyiv, 2015, pp. 351-355. - doi: 10.1109/ELNANO.2015.7146908

22. A. Poreva, Y. Karplyuk, A. Makarenkova, and A. Makarenkov, "Application of polyspectrum analysis to diagnostic signs' detection of lung sounds in patients with the chronic obstructive pulmonary disease", Proc. Int. Lung Sounds Association Conf., St. Petersburg, 2015, pp.56-57.

23. Г.С. Порєва, Є.С. Карплюк, "Застосування статистик вищих порядків для аналізу звуків дихання", Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів», Кременчук, 2015, с. 85-86.

24. А.С. Порєва, А.А. Гончаренко, "Анализ звуков дыхания с использованием статистик высших порядков", Мат. всеукраїнської наук.-техн. конф. «Актуальні проблеми автоматики та приладобудування», Харків, 2015, с. 49-50.

25. M. Chekhovych, A. Poreva, Y. Karplyuk, and A. Makarenkova, "Application of higher-order spectral analysis to lung sounds in patients with chronic bronchitis", Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2016), Kyiv, 2016, pp. 247-250. - doi: 10.1109/ELNANO.2016.7493059

26. A. Poreva, O. Honcharenko, R. Tomashevskyi, S. Batachenko, and V. Kulichenko, "Screening diagnostic system for chronic obstructive pulmonary diseases", Proc. Int. Conf. Electron. Informat. Technol. (EIT-2016), Odesa, 2016, pp. 1-5. - doi: 10.1109/ICEAIT.2016.7500996
27. A. Poreva, V. Vaityshyn, V. Timofeyev and A. Honcharenko, "Improving of lung sounds registration device for further signal processing", Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2017), Kyiv, 2017, pp. 329-332. - doi: 10.1109/ELNANO.2017.7939773
28. A. Makarenkova, A. Poreva, and M. Slozko, "Efficiency evaluation of electroacoustic sensors for auscultation devices of human body life-activity sounds", Proc. IEEE Ukraine Conf. Electric. Comput. Eng. (UKRCON-2017), Kyiv, 2017, pp. 310-313.- doi: 10.1109/UKRCON.2017.8100499
29. A. Poreva, Y. Karplyuk, and V. Vaityshyn, "Machine learning techniques application for lung diseases diagnosis", Proc. IEEE Workshop Adv. Informat. Electron. Electric. Eng. (AIEEE-2017), Riga, 2017, pp. 1-5. - doi: 10.1109/AIEEE.2017.8270528
30. V. Vaityshyn, M. Chekhovych, and A. Poreva, "Convolutional neural networks for the classification of bronchopulmonary system diseases with the use of lung sounds", Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2018), Kyiv, 2018, pp. 383-387.
31. Г.С. Порєва, М.Г. Чехович, "Цифровий аналіз сигналів звуків легень", Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів», Кременчук, 2018, с. 113-114.
32. В.І. Вайтишин, А.С. Порєва, "Ідентифікація бронхолегеневих захворювань за допомогою нейронних мереж з використанням спектрограм", Мат. всеукраїнської наук.-техн. конф. «Актуальні проблеми автоматики та приладобудування», Харків, 2018, с. 64-65.
33. A. Poreva, V. Vaityshyn, and A. Makarenkova, "Pre-trained convolutional neural networks for the lung sounds classification", Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2019), Kyiv, 2019, pp. 522-525.

АНОТАЦІЯ

Порєва Г.С. Методи аналізу звуків легень для оцінки стану дихальної системи людини. – На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.11.17 - біологічні та медичні прилади і системи. – Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", МОН України, Київ, 2020.

Дисертаційна робота присвячена актуальній темі обробки та аналізу звуків легень людини з метою отримання діагностично цінних параметрів для використання їх як самостійних критеріїв оцінювання стану дихальної системи людини і як вхідних аргументів класифікаторів.

З метою отримання параметрів звуків дихання та інформації про стан бронхолегеневої системи людини запропоновано проводити три етапи аналізу звуків легень: попередня обробка, безпосередньо аналіз сигналів і класифікація.

На етапі попередньої обробки запропоновано удосконалений метод знаходження та вилучення перешкоджаючих артефактів в сигналах звуків легень та

метод розбиття сигналів на дихальні фази вдиху-видиху. Запропоновано удосконалену імітаційну модель портативного реєструючого комплексу.

Для знаходження діагностично цінних властивостей звуків легень розроблено новий метод на основі використання математичного апарату статистики вищих порядків, а саме розрахунку біспектральних функцій, параметричного біспектру, функцій бікогерентності, коефіцієнтів асиметрії та ексцесу. Знайдено нові закономірності між розрахованими параметрами, які свідчать про стан дихальної системи людини.

Запропоновано використання трьох видів класифікаторів, визначено входні аргументи для їх роботи, що дають найкращі показники. Запропоновано і описано загальну структуру діагностичного програмного комплексу, результатом роботи якого є рекомендації щодо стану бронхолегеневої системи людини.

Ключові слова: бікогерентність, біспектр, бічастоти, звуки легень, класифікатор, коефіцієнт асиметрії, коефіцієнт ексцесу, машинне навчання, спектри вищих порядків.

АННОТАЦИЯ

Порева А.С. Методы анализа звуков легких для оценки состояния дыхательной системы человека. – На правах рукописи.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.11.17 - биологические и медицинские приборы и системы. - Национальный технический университет Украины "Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского", МОН Украины, Киев, 2020.

Диссертационная работа посвящена актуальной теме обработки и анализа звуков легких человека с целью получения диагностически ценных параметров для использования их в качестве самостоятельных критериев оценки состояния дыхательной системы человека и как входных аргументов классификаторов.

С целью получения параметров звуков дыхания и информации о состоянии бронхолегочной системы человека предложено проводить три этапа анализа звуков легких: предварительная обработка, непосредственно анализ сигналов и классификация.

На этапе предварительной обработки предложен усовершенствованный метод нахождения и изъятия шумовых артефактов в сигналах звуках легких и метод разбиения сигналов на дыхательные фазы вдоха-выдоха. Предложена усовершенствованная имитационная модель портативного регистрирующего комплекса.

Для нахождения диагностически ценных свойств звуков легких разработан новый метод на основе использования математического аппарата статистики высших порядков, а именно расчета биспектральных функций, параметрического биспектра, функций бикогерентности, коэффициентов асимметрии и эксцесса. Найденные новые закономерности между рассчитанными параметрами.

Предложено использование трех видов классификаторов, определены входные аргументы для их работы, которые дают лучшие показатели. Предложена и описана общая структура диагностического программного комплекса, результатом работы

которого являются рекомендации относительно состояния бронхолегочной системы человека.

Ключевые слова: бикогеренция, биспектр, бичастоты, звуки легких, классификатор, коэффициент асимметрии, коэффициент эксцесса, машинное обучение, спектры высших порядков.

ABSTRACT

Porieva A.S. “Methods of analysis of lung sounds for the state assessment of the human respiratory system” - Qualifying scientific work on the manuscript.

Ph.D. thesis on speciality for candidate's degree of technical science 05.11.17 – Biological and medical devices and systems. – National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», MES of Ukraine, Kyiv, 2020.

The thesis is devoted to the actual topic of human lung sounds processing and analysis in order to obtain diagnostically valuable parameters. These parameters are used both as stand-alone criteria for assessing the state of the human respiratory system, and for using them as input arguments of classifiers to automate decision making for certain diseases.

In this thesis important scientific and technical task was solved: improving the methods of lung sounds' preprocessing and their analysis for finding new diagnostically valuable parameters of lung sounds on the basis of mathematical apparatus of higher order statistics used for the classification of bronchopulmonary diseases.

The first section contains the literature reviews and analyzes on the relevance of the effective diagnosis problems of both individual respiratory noise categories and bronchopulmonary diseases in general. It has been shown that electronic auscultation plays an important part among these methods, and modern tools of recording lung sounds are considered. The first section also examines and analyzes current methods for digital analysis of lung sounds. The relevance of improving existing methods of analysis and development of new methods for finding new diagnostically valuable parameters of lung sounds is shown.

The second section of the thesis describes the lung sounds database that is studied in the work. An advanced simulation model of a portable complex for recording the lung sounds is proposed and tested.

The advanced method for the initial processing of lung acoustic signals is described. This method is based on the filtering of noise signals caused by random environmental interference and deficiencies in the recording tool. The use of this method improves the quality of the lung sound signals to further obtain the informatively valuable parameters of lung sounds. This method is based on bidirectional filtering and helps to get rid of random bursts in the test signal.

The second section also describes an improved method of separating individual breathing cycles in lung sounds. The method is based on the allocation of respiratory cycles by means of spectral-temporal analysis of the incoming audio signal, synthesis of the main reference signal that simulates respiratory activity. To implement this method, an adaptive filtering procedure with an auxiliary interference signal, which is synthesized in accordance with the spectral-temporal characteristics of the non-informative frequency band, is proposed.

The third section of the thesis describes the developed method of differentiation of normal and pathological respiratory noise based on the analysis of third-order cumulative functions and bispectral functions. In this method, reference contour images of the spectrum are found for the individual categories of respiratory noise and certain patterns are defined for them. In addition, the method of differentiation of crackling sounds and wet fine bubbling wheezes is also proposed. The method is based on the analysis of contour isolines of the bispectrum, calculated by the direct method, namely the analysis of bifrequencies of the maximum value, and the analyzes of the diagonal slices of the bispectrum, calculated by the indirect method, as well as the analysis of the frequencies of the parametric bispectrum.

The third section also describes the developed method of diagnosing chronic obstructive pulmonary disease (COPD) and chronic bronchitis based on an iterative approach to find diagnostically valuable parameters of lung sounds, such as values of bispectrum and their corresponding frequencies, values of bicoherence functions and their corresponding frequencies, skewness and kurtosis coefficients. This method also analyzes the parametric bispectrum. Some relationships and patterns between the group of these parameters and the corresponding category of the respiratory system state are determined. All this makes possible to identify diseases by analyzing the totality of these features.

This section describes way of differentiating healthy people and patients with COPD based on the established relationships between the five bifrequencies that correspond to the diagonal slice of the bispectrum from maximum to minimum.

Also in this section it is shown that the proposed method can be applied to the signal, which is divided into separate phases of inhalation - exhalation, which makes it possible to assess the state of the respiratory system in more detail, as it allows to detect certain respiratory artifacts in individual respiratory phases.

The fourth section of the thesis gives an overview of the basic methods of machine learning to use them for the classification of bronchopulmonary diseases studied in the work. Each of these classifiers was applied to classify the human bronchopulmonary system state into four categories: healthy person, COPD - root inferior pneumofibrosis, COPD - diffuse pneumofibrosis and chronic bronchitis.

In addition, the classifiers were examined with a different set of input arguments. Thus, the analysis determined that the best results were obtained using three classifiers: the support vector method, the decision tree, and neural networks. It was found that the best results were obtained by applying seven parameters of lung sounds obtained from higher order spectra.

The general structure of the developed diagnostic software complex to provide an automated initial recommendation and a brief description of all stages of complex work are described in fourth section.

Keywords: bicoherence, bifrequencies, bispectrum, classifier, higher order spectra, kurtosis coefficient, lung sounds, machine learning, skewness coefficient.